

02P-13580



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 198 43 812 A 1**

US 6,282,256 B1

⑤1 Int. Cl. 7:
A 61 B 6/03
G 01 N 23/06

⑳ Aktenzeichen: 198 43 812.5
㉔ Anmeldetag: 24. 9. 1998
㉕ Offenlegungstag: 30. 3. 2000

DE 198 43 812 A 1

㉗1 Anmelder:

Philips Corporate Intellectual Property GmbH,
22335 Hamburg, DE

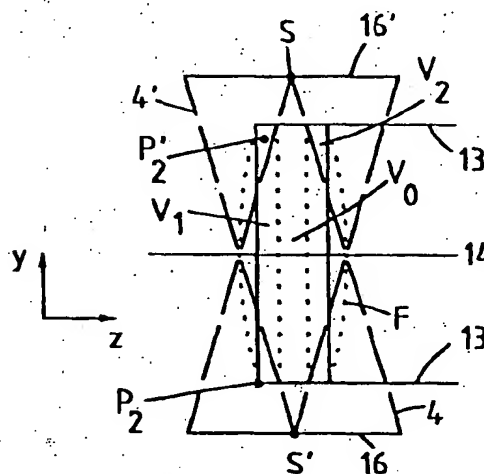
㉗2 Erfinder:

Graß, Michael, Dr., 22457 Hamburg, DE; Proksa,
Roland, 22415 Hamburg, DE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

㉗4 Computertomographie-Verfahren mit kegelförmigem Strahlenbündel

㉗5 Die Erfindung betrifft ein Computertomographie-Verfahren, bei dem der Untersuchungsbereich mit einem kegelförmigen Strahlenbündel abgetastet wird. Der Rekonstruktionsbereich läßt sich dabei dadurch vergrößern, daß die Absorption von Voxeln in einem ersten Teilvolumen mit einem ersten Rekonstruktionsalgorithmus rekonstruiert wird, wobei die Zuordnung zu den Teilvolumina derart erfolgt, daß die Randbedingungen für die darin benutzten Rekonstruktionsalgorithmen erfüllt werden.



DE 198 43 812 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Computertomographie-Verfahren mit den Schritten

- Erzeugen eines kegelförmigen, einen Untersuchungsbereich bzw. ein darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenbündels,
- Erzeugung einer Rotation um eine Rotationsachse umfassenden Relativbewegung zwischen dem Strahlenbündel und dem Untersuchungsbereich bzw. dem Objekt,
- Akquisition von Meßdaten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel jenseits des Untersuchungsbereiches abhängen während der Relativbewegung,
- Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption innerhalb des Untersuchungsbereiches aus den von der Detektoreinheit akquirierten Meßdaten.

Außerdem bezieht sich die Erfindung auf einen Computertomographen zur Durchführung dieses Verfahrens.

Als "kegelförmig" wird ein Strahlenbündel bezeichnet, das in zwei zueinander senkrechten Richtungen eine endliche Ausdehnung hat und das von einer Detektoreinheit erfaßt wird, die die durch den Untersuchungsbereich geschwächte Intensität des Strahlenbündels ortsauflösend in diesen zwei Richtungen messen kann. Ein solches Verfahren ist aus einer Veröffentlichung von L. A. Feldkamp et al "Practical Cone Beam Algorithms", Journal of Optical Soc. Am. A, Vol. 1, No.6/pp 612-619, 1984, bekannt.

Ein grundsätzlicher Nachteil von CT-Verfahren (CT = Computertomographie) mit kegelförmigem Strahlenbündel besteht darin, daß während der Relativbewegung zwischen Strahlenquelle und Untersuchungsbereich einige Voxel (Volumenelemente) in dem Untersuchungsbereich nur zeitweise von der Strahlung getroffen werden und daß die Absorption in diesen Voxeln aus den von der Detektoreinheit akquirierten Meßdaten nicht rekonstruiert werden kann. Der Teil des Untersuchungsbereichs, in dem die räumliche Absorptionsverteilung rekonstruiert werden kann, ist also stets kleiner als der von der Strahlung getroffene Teil.

Bei dem bekannten Verfahren wird ein Rekonstruktionsalgorithmus angewandt, mit dem die Absorption innerhalb des während der gesamten Relativbewegung von Strahlung getroffenen rotationssymmetrischen Bereiches mit einer einem Diskus ähnlichen Form rekonstruiert wird, wobei sich in der Praxis die Rekonstruktion auf eine ebene Scheibe innerhalb dieses Bereichs beschränken dürfte. Dieses bekannte Verfahren geht von einer kreisförmigen Relativbewegung aus.

Es gibt aber auch CT-Verfahren mit einer helixförmigen Relativbewegung. Bei diesem Verfahren wird die Absorption in den bei Beginn oder am Ende der Relativbewegung im Strahlenbündel befindlichen Voxeln nicht rekonstruiert.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, den Bereich in dem die Absorptionsverteilung rekonstruiert wird, zu vergrößern. Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch folgende Schritte zur Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption:

- a) Definition von mindestens einem ersten und einem zweiten Teilvolumen innerhalb des vom Strahlenbündel durchsetzten Gesamtvolumen,
- b) Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption innerhalb des ersten Teilvolumens mittels eines ersten Rekonstruktionsalgorithmus,
- c) Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption innerhalb des zweiten Teilvolumens mittels ei-

nes zweiten, vom ersten abweichenden Rekonstruktionsalgorithmus.

Die Erfindung basiert auf der Überlegung, daß die bekannten Verfahren zur Rekonstruktion immer nur einen Rekonstruktionsalgorithmus benutzen. Die Absorption wird dabei für jedes Voxel mit Rechenschritten von gleicher Art und gleicher Zahl rekonstruiert. Jeder Rekonstruktionsalgorithmus ist an bestimmte Randbedingungen gebunden (z. B. die, daß alle Voxel in dem zu rekonstruierenden Volumen während der gesamten Relativbewegung von Strahlung getroffen worden sind), die nur in einem Teil des Gesamtvolumens (dem ersten Teilvolumen) erfüllt sind. Diese Randbedingungen sind zwar hinreichend, für die Rekonstruktion aber nicht notwendig, d. h. es gibt zusätzliche Voxel, die diese Randbedingung nicht erfüllen, jedoch weniger strenge Randbedingungen, die für eine Rekonstruktion - mit einem anderen Rekonstruktionsalgorithmus - hinreichen, auch wenn das Signal/ Rauschverhältnis dabei ungünstiger sein kann. Diese Voxel befinden sich in einem anderen Teil des Gesamtvolumens (dem zweiten Teilvolumen).

Somit kann man den Rekonstruktionsbereich erweitern, indem man ein hybrides Rekonstruktionsverfahren mit einem ersten Rekonstruktionsalgorithmus in einem ersten Teilvolumen und einem zweiten Rekonstruktionsalgorithmus in einem zweiten (vom ersten verschiedenen) Teilvolumen anwendet. Dabei kann der zweite Rekonstruktionsalgorithmus durchaus Rechenschritte gleicher Art enthalten wie der erste, jedoch in einer unterschiedlichen Anzahl. Die Angabe "abweichender Rekonstruktionsalgorithmus" ist also in diesem Sinne breit zu interpretieren.

Anspruch 2 beschreibt eine Ausgestaltung, die bei einer kreisförmigen Trajektorie anwendbar ist (bei der also die Relativbewegung zwischen Strahlenquelle und Detektoreinheit einerseits und dem Untersuchungsbereich andererseits die Form eines Kreises hat). Dabei ist das Zuordnungskriterium zu den beiden Teilvolumina durch den Bestrahlungswinkelbereich gegeben (das ist der Winkelbereich, den die (Parallel-) Projektion der Strahlen von der Strahlenquelle zu einem Voxel auf eine zur Rotationsachse senkrechte Ebene in dieser Ebene bedecken, bzw. den die Komponenten der Vektoren von der Strahlenquelle zu dem Voxel in der Rotationsebene der Strahlenquelle überstreichen). Voxel mit einem Bestrahlungswinkelbereich von 360° (diese Voxel werden während der gesamten Relativbewegung von Strahlung getroffen) werden dem ersten Teilbereich zugeordnet und Voxel mit einem Bestrahlungswinkelbereich von mindestens 180° (aber weniger als 360°) dem zweiten Teilvolumen, das das erste Teilvolumen beiderseits begrenzt und das zur Rotationsachse senkrechte Seitenflächen aufweist.

Die Rekonstruktion der Absorption der Voxel in dem ersten Teilvolumen erfolgt dabei mit einem ersten Rekonstruktionsalgorithmus, der einen Rekonstruktionswinkelbereich von 360° ausnutzt (als Rekonstruktionswinkelbereich wird der Winkelbereich bezeichnet, den die zur Rekonstruktion herangezogenen (Parallel-) Projektionen der Strahlen von der Strahlenquelle zu einem Voxel auf eine zur Rotationsachse senkrechte Ebene in dieser Ebene bedecken.) Als Rekonstruktionsalgorithmus kann dabei beispielsweise der in der eingangs erwähnten Veröffentlichung beschriebene Algorithmus verwendet werden. Für das zweite Teilvolumen kann ein Rekonstruktionsalgorithmus verwendet werden, der mit einem Rekonstruktionswinkelbereich von 180° auskommt; bei den CT-Verfahren mit einem ebenen fächerförmigen Strahlenbündel werden bekanntlich auch Rekonstruktionsalgorithmen benutzt werden, die mit einem Rekonstruktionswinkelbereich von nur 180° arbeiten.

Die Ansprüche 3 und 4 beschreiben zwei Alternativen,

wie man die Absorption in diesen Voxeln rekonstruieren kann. Gemäß Anspruch 3 werden nur Meßdaten aus einem Bestrahlungswinkelbereich von exakt 180° herangezogen. Gemäß Anspruch 4 werden alle Meßdaten herangezogen, die für Strahlen durch das betreffende Voxel ermittelt worden sind, jedoch werden die Beiträge von Strahlen, deren Projektion das Voxel aus um 180° gegeneinander versetzten Richtung passiert, so gewichtet, daß ihr Gesamtgewicht so groß ist wie das eines Einzelstrahls (d. h. eines Strahls für eine Richtung, für die es in der Gegenrichtung keinen Strahl gibt). Die Rekonstruktion ist in diesem Fall einer Rekonstruktion mit einem Rekonstruktionswinkelbereich von 180° äquivalent, hat allerdings ein günstigeres Signal/Rausch-Verhältnis.

Wenn der mit einer kreisförmigen Trajektorie rekonstruierbare Teil des Untersuchungsbereichs nicht ausreicht, kann man den Untersuchungsbereich auf zwei nebeneinander liegenden kreisförmigen Abtastbahnen abtasten. Anspruch 5 beschreibt eine für diesen Fall geeignete Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens. Dabei ist symmetrisch zu den beiden Kreisen, auf denen die Relativbewegung erfolgt, ein (scheibenförmiger) Zwischenbereich vorgesehen, der ein drittes Teilvolumen bildet. Während die Absorption der Voxel in dem ersten und zweiten Teilvolumen so rekonstruiert werden kann, wie in Verbindung mit Anspruch 2 erläutert, kann das dritte Teilvolumen z. B. mit einem ART-Verfahren (ART = Algebraic Reconstruction Technique) rekonstruiert werden.

Anspruch 6 bezieht sich auf eine Ausgestaltung für eine helixförmige Relativbewegung zwischen dem Untersuchungsbereich und der Strahlenquelle bzw. der Detektoreinheit. In der deutschen Patentanmeldung 198 25 296.4 (PHD 98-086) ist ein Verfahren dieser Art beschrieben, bei dem sich für (einen Teil der) Voxel im Untersuchungsbereich ein Bestrahlungswinkelbereich von genau $(2n+1)\pi$ ergibt, wobei n eine ganze Zahl ist. Mit dem bekannten Verfahren kann die Absorption in diesen Voxeln rekonstruiert werden. Die Absorption von Voxeln, die sich am Beginn oder am Ende der helixförmigen Relativbewegung innerhalb des Strahlenbündels befinden, ist mit dem in dieser die in diesem Dokument beschriebenen Rekonstruktionsverfahren nicht möglich, weil der Strahlungswinkelbereich für diese Voxel kleiner ist als $(2n+1)\pi$. Deshalb ist die Randbedingung für das in dem genannten Dokument beschriebene Rekonstruktionsverfahren verletzt, jedoch gibt es dabei Voxel mit einem Bestrahlungswinkelbereich von n oder mehr. Diese Voxel werden dem zweiten Teilvolumen zugeordnet, und ihre Absorption kann mit dem aus der PCT/SE 98/000029 bekannten Verfahren rekonstruiert werden, wenn man jeweils nur die Meßdaten für einen Bestrahlungswinkelbereich von exakt 180° heranzieht.

Ein Computertomograph zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens ist in Anspruch 7 beschrieben. Die Erfindung wird nachstehend anhand der Figuren näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 einen Computertomographen bei dem die Erfindung anwendbar ist.

Fig. 2A-2C die Lage der Teilvolumina bzw. einzelner Voxel auf der Seitenfläche eines Teilvolumens

Fig. 3 ein Ablaufdiagramm für ein erfindungsgemäßes Rekonstruktionsverfahren.

Fig. 4 die geometrischen Verhältnisse für ein Voxel innerhalb des zweiten Teilvolumens.

Fig. 5a und 5b die Gewichtungsfaktoren, mit dem die verschiedenen Bestrahlungsrichtungen bei der Rekonstruktion der Absorption eines Voxels eingehen.

Fig. 6 die geometrischen Verhältnisse bei einer Abtastung des Untersuchungsbereichs auf zwei gegeneinander versetz-

ten Kreisbahnen und

Fig. 7 die geometrischen Verhältnisse bei einer helixförmigen Relativbewegung.

Der in Fig. 1 dargestellte Computertomograph umfaßt eine Gantry 1, die um eine parallel zur z-Richtung des in Fig. 1 dargestellten Koordinatensystems verlaufende Rotationsachse 14 rotieren kann. Dazu wird die Gantry von einem Motor 2 mit einer vorzugsweise konstanten, aber einstellbaren Winkelgeschwindigkeit angetrieben. An der Gantry ist eine Strahlenquelle S, beispielsweise ein Röntgenstrahler, befestigt. Dieser ist mit einer Kollimatoranordnung 3 versehen, die aus der von der Strahlenquelle S erzeugten Strahlung ein kegelförmiges Strahlenbündel 4 ausblendet, d. h. ein Strahlenbündel, das sowohl in z-Richtung als auch in einer dazu senkrechten Richtung (das heißt in der x,y-Ebene) eine von Null verschiedene, endliche Ausdehnung hat.

Das Strahlenbündel 4 durchdringt einen Untersuchungsbereich 13 in dem sich ein Patient auf einem Patientenlagerungstisch (beides nicht näher dargestellt) befinden kann. Der Untersuchungsbereich 13 hat die Form eines Zylinders, der im folgenden als Objektzylinder 13 bezeichnet wird. Nach dem Durchsetzen des Objektzylinders 13 trifft das Röntgenstrahlenbündel 4 auf eine an der Gantry 1 befestigte zweidimensionale Detektoreinheit 16, die eine Anzahl von Detektorzeilen mit jeweils einer Vielzahl von Detektorelementen umfaßt. Jedes Detektorelement liefert in jeder Position der Strahlenquelle einen Meßwert für einen Strahl aus dem Strahlenbündel 4. Die Detektoreinheit 16 kann auf einem Kreisbogen um die Rotationsachse 14 angeordnet sein, aber auch auf einem Kreisbogen um die Strahlenquelle S, sie kann aber auch eben sein.

Der mit α_{\max} bezeichnete Öffnungswinkel des Strahlenbündels 4 (als Öffnungswinkel ist der Winkel definiert, den ein in der x, y-Ebene am Rand liegender Strahl des Bündels 4 mit einer durch die Strahlenquelle S und die Rotationsachse 14 definierten Zentralstrahlebene einschließt) bestimmt dabei den Durchmesser des Objektzylinders 13, innerhalb dessen sich das zu untersuchende Objekt bei der Akquisition der Meßwerte befindet. Der Untersuchungsbereich 13 - bzw. das Objekt oder der Patientenlagerungstisch - kann mittels eines Motors 5 parallel zur Rotationsachse 14 bzw. zur z-Achse verschoben werden. Die Geschwindigkeit dieses Vorschubs in z-Richtung ist konstant und vorzugsweise einstellbar.

Die von der Detektoreinheit akquirierten Meßdaten werden einem Bildverarbeitungsrechner 10 zugeführt, der daraus die Absorptionsverteilung in einem Teil des Untersuchungsbereichs 13 rekonstruiert und z. B. auf einem Monitor 11 wiedergibt. Die beiden Motoren 2 und 5, der Bildverarbeitungsrechner 10, die Strahlenquelle S und der Transfer der Meßdaten von der Detektoreinheit zum Bildverarbeitungsrechner 10 werden von einer geeigneten Kontrolleinheit 7 gesteuert.

Wenn der Motor 5 für den Vorschub in z-Richtung stillsteht und der Motor 2 die Gantry 1 rotieren läßt, ergibt sich eine kreisförmige Abtastbewegung der Strahlenquelle S und der Detektoreinheit. Die Kontrolleinheit 7 kann die Motoren 2 und 5 aber auch gleichzeitig so aktivieren, daß das Verhältnis der Vorschubgeschwindigkeit des Untersuchungsbereichs 13 und die Winkelgeschwindigkeit der Gantry in einem konstanten Verhältnis stehen.

Fig. 2A zeigt die durch einen Punkt angedeutete Strahlenquelle S, die durch eine Linie symbolisierte Detektoreinheit 16 und das Strahlenbündel 4 in einer ersten Position bezüglich der Rotationsachse 14 und - durch die Bezugszeichen S', 16' und 4' angedeutet - in einer zweiten, demgegenüber um 180° versetzten Position. Außerdem ist in Fig. 2A der Untersuchungsbereich 13 angedeutet. Dabei sind der Deut-

lichkeit halber die Abmessungen in Richtung parallel zur Rotationsachse in einem größer Maßstab dargestellt als senkrecht dazu. Die Absorption in allen Voxeln, die sich innerhalb des – annähernd diskusförmigen – Teilvolumens V_1 des Untersuchungsbereichs **13** befinden, das von den Strahlenbündeln **4** und **4'** – und den in allen andern Strahlenquellenpositionen emittierten Strahlenbündeln – erfaßt wird, kann mit dem eingangs erwähnten Rekonstruktionsalgorithmus von Feldkamp rekonstruiert werden – oder einem anderen Rekonstruktionsalgorithmus für kreisförmige Trajektorien. Wegen der ungewöhnlichen Form dieses Teilvolumens wird man sich jedoch auf den gepunktet angedeuteten, in **Fig. 2A** mit V_0 bezeichneten ebenen Bereich beschränken. Man erkennt, daß der Bereich V_0 klein ist im Vergleich zu dem von Strahlung durchsetzten Teil des Untersuchungsbereichs.

Außerdem sind in **Fig. 2A** zwei Seitenflächen dargestellt, die zur Rotationsachse senkrecht sind und die Spitze des Teilvolumens V_1 schneiden. Ein Voxel auf einer der Seitenflächen und am Rand des Untersuchungsbereichs **13** ist mit P_2 bezeichnet.

Fig. 2B zeigt – gegenüber **Fig. 2A** um 90° gedreht – die kreisförmige Bahn, auf der die Strahlenquelle die Rotationsachse **14** umkreist, sowie das Voxel P_2 auf der Seitenfläche. Der Teil der Kreisbahn, von dem aus P_2 keine Strahlung empfängt, weil die Öffnung des Strahlenbündels in Richtung der Rotationsachse nicht genügend groß ist, ist dabei dünner gezeichnet als der Teil der Bahn, von dem aus das Voxel P_2 Strahlung empfängt. Die Übergänge zwischen den beiden Kreisbögen sind durch die Strahlenquellenpositionen S_1 und S_2 bezeichnet. Man erkennt, daß der dicke Kreisbogen symmetrisch zu einer Winkelposition ϕ_s verläuft, in der ein Strahl von der Strahlenquelle zum Voxel P_2 genau durch die Rotationsachse **14** geht.

Man erkennt aus **Fig. 2B** weiterhin, daß die Strahlenquelle von der Position S_1 in die Position S_2 um einen Winkel $\Delta\beta$ von mehr als 180° rotieren muß, obwohl der Bestrahlungswinkelbereich $\Delta\phi$ (das ist der Winkelbereich, den die Parallel-Projektion der Strahlen von der Strahlenquelle zu dem Voxel P_2 auf die x-y-Ebene in dieser Ebene bedeckt) exakt 180° entspricht. Diese Differenz zwischen $\Delta\beta$ und $\Delta\phi$ ist für Voxel, die näher an der Rotationsachse **14** liegen, geringer. Es läßt sich zeigen, daß alle anderen Voxel auf den Seitenflächen (außerhalb von V_1), die nicht am äußeren Rand des Untersuchungsbereiches liegen, einen Bestrahlungswinkelbereich $\Delta\phi$ von mehr als 180° , aber weniger als 360° aufweisen.

Für die zwischen den Seitenflächen und den Außenflächen von V_1 liegenden Voxel ist der Bestrahlungswinkelbereich ebenfalls größer als 180° und kleiner als 360° . Da man die Absorption von Voxeln mit einem Bestrahlungswinkelbereich von mindestens 180° rekonstruieren kann (bei CT-Verfahren mit einem ebenen, fächerförmigen Strahlenbündel ist es ja auch möglich, Rekonstruktionsalgorithmen zu benutzen, die mit einem Rekonstruktionswinkelbereich von nur 180° arbeiten), wird dieser Teil des Untersuchungsbereiches (inklusive seiner Seitenflächen) als zweites Teilvolumen V_2 definiert.

Fig. 2C zeigt die Strahlenquellenposition S_1 und S_2 in einer zu den **Fig. 2A** und **Fig. 2B** um 90° gedrehten Darstellung. Es sind die beiden Strahlen von den Strahlenquellenpositionen S_1 und S_2 zum Voxel P_2 sowie die Verbindungsgerade zwischen diesen Voxeln dargestellt. Zwischen den beiden Verbindungsgeraden und dem Voxel besteht ein Winkel, der dem Öffnungswinkel des kegelförmigen Strahlenbündels entspricht. In der Darstellung von **Fig. 2B**, in der die beiden Strahlen auf die x,y-Ebene projiziert werden, wirkt dies so, als seien sie um exakt 180° versetzt.

Fig. 3 erläutert den Ablauf eines Rekonstruktionsverfahrens mit dem man die Absorptionsverteilung in einem erheblich größeren Teil des Untersuchungsbereichs rekonstruieren kann.

Nach der Initialisierung im Block **101** rotiert die Gantry mit einer konstanten Winkelgeschwindigkeit. Es wird dann im Schritt **102** die Röntgenstrahlung eingeschaltet, und die dabei von der Detektoreinheit **16** erfaßten Meßdaten werden in einem Speicher des Bildverarbeitungsrechners gespeichert.

Im Verarbeitungsschritt **103** wird jeder Meßwert mit einem Faktor gewichtet (multipliziert), der proportional ist zu dem Kosinus des Winkels, den der Strahl, zu dem der jeweilige Meßwert gehört, mit dem Zentralstrahl einschließt (der Zentralstrahl ist der Strahl, der von der Strahlenquelle **S** ausgehend die Rotationsachse **14** senkrecht schneidet und auf die Mitte der Detektoreinheit **16** trifft).

Im Schritt **104** werden die von einer Detektorzeile (die sich in der x,y-Ebene befindet) gelieferten und gemäß dem Schritt **103** gewichteten Meßwerte einer Hochpaßfilterung unterzogen. Wenn die Detektoreinheit **16** eben ist, ist diese Filterung rampenförmig, d. h. sie hat einen linear mit der Ortsfrequenz zunehmenden Übertragungsfaktor. Wenn die Detektoreinheit bogenförmig um die Strahlenquelle **S** oder um die Rotationsachse **14** gekrümmt ist, muß diese Filterung bekanntlich modifiziert werden.

Nachdem alle Meßdaten auf diese Weise gemäß den Schritten **103** und **104** verarbeitet worden sind, wird ein Voxel x,y,z innerhalb eines vorgebbaren Bereiches (field of view – FOV) vorgegeben (Schritt **105**). Im Schritt **106** verzweigt das Ablaufdiagramm, je nachdem, ob der Bestrahlungswinkelbereich $\Delta\phi$ für dieses Voxel kleiner ist als 360° oder nicht. Bei einer vorgegebenen Geometrie des Computertomographen kann in einer look up-Tabelle für jedes Voxel in einem mit der Gantry verbundenen Koordinatensystem gespeichert sein, ob die Bedingung $\Delta\phi = 360^\circ$ erfüllt ist oder nicht.

Wenn die Bedingung erfüllt ist, d. h. wenn sich das betreffende Voxel während des gesamten Umlaufs im Strahlenbündel befunden hat, erfolgt im Schritt **107** eine Rückprojektion der gefilterten Daten, wobei für das betreffende Voxel die Meßdaten von allen Strahlen herangezogen werden, die während der Akquisition der Meßdaten dieses Voxel passiert haben. Jeder Meßwert wird dabei mit einem sogenannten "Vergrößerungsfaktor" (magnification factor) multipliziert, der von dem Abstand zwischen diesem Voxel und der jeweiligen Strahlenquellenposition abhängt, in der der Meßwert akquiriert wurde.

Wenn in einer Strahlenquellenposition kein Strahl exakt durch das betreffende Voxel verläuft, kann für diese Strahlenquellenposition ein Strahl (bzw. ein gefilterter Meßwert) durch Interpolation der Meßwerte von mehreren Strahlen gefunden werden.

Nachdem auf diese Weise für alle Strahlenquellenpositionen die Beiträge zu dem betreffenden Voxel akkumuliert worden sind, wird im Schritt **108** geprüft, ob alle Voxel in dem zu rekonstruierenden Bereich FOV durchlaufen sind. Ist dies nicht der Fall, verzweigt das Ablaufdiagramm zum Schritt **105**.

Die Folge der Schritte **103** ... **107** entspricht im wesentlichen dem von Feldkamp angegebenen Rekonstruktionsalgorithmus. Allerdings kann damit die Absorption nur für die Voxel rekonstruiert werden, die in allen Strahlenquellenpositionen von Strahlung getroffen wurden, bzw. die in den zur Rotationsachse **14** rotationssymmetrischen, diskusförmigen Bereich V_1 liegen. Das hybride Rekonstruktionsverfahren gemäß der Endung gestattet demgegenüber die Rekonstruktion Absorptionsverteilung in einem größeren Bereich.

Wenn feststeht, daß das Voxel x, y, z nicht im Teilvolumen V_1 enthalten ist, d. h. nicht in allen Strahlenquellenpositionen von Strahlung getroffen wird, erfolgt im Schritt 109 eine Abfrage, ob sich für das vorgegebene Voxel ein Bestrahlungswinkelbereich $\Delta\phi$ von wenigstens 180° ergibt (auch dies kann in einer look-up Tabelle gespeichert sein). Ist dies nicht der Fall, dann ist die Absorption in dem betreffenden Voxel nicht exakt rekonstruierbar und das Programm verzweigt zur Abfrage 108. Wenn hingegen der Bestrahlungswinkelbereich $\Delta\phi$ mindestens 180° beträgt, wird die Absorption auch in diesem Voxel mit dem im folgenden erläuterten Rekonstruktionsalgorithmus ermittelt.

Dabei wird zunächst im Schritt 110 der Bestrahlungswinkelbereich $\Delta\phi$ festgelegt, der zur Rekonstruktion der Absorption in dem Voxel herangezogen wird. Es sei angenommen, daß das vorgegebene Voxel x, y, z auf den äußeren Seitenflächen des Teilvolumens V_2 und am Rand des Untersuchungsbereiches 13 liegt – wie etwa das Voxel P_2 . In diesem Fall bleibt keine andere Wahl, als den gesamten als den gesamten Bestrahlungswinkelbereich $\Delta\phi$ zwischen den Strahlenquellenpositionen S_1 zur Rekonstruktion heranzuziehen, weil dieser die Bedingung $\Delta\phi = 180^\circ$ gerade erfüllt.

Die Meßwerte aller Strahlen im Bestrahlungswinkelbereich $\Delta\phi$ durch dieses Voxel werden im Schritt 111 mit einem Gewichtungsfaktor w_0 gewichtet. Gemäß Fig. 5a, die die Abhängigkeit dieses Gewichtungsfaktors w vom Bestrahlungswinkel ϕ darstellt, ist w_0 von ϕ unabhängig; ϕ_1 und ϕ_2 sind dabei die zu den Strahlenquellenpositionen S_1 und S_2 korrespondierenden Bestrahlungswinkel (in einer Projektion auf die x, y -Ebene). Der Gewichtungsfaktor w_0 ist dem Wert $1/N$ proportional, wobei N die Zahl der Strahlenquellenpositionen auf dem Kreisbogen zwischen S_1 und S_2 (und damit die Zahl der Strahlen, die durch das betreffende Voxel verlaufen) ist. Dadurch werden die weiteren Schritte unabhängig von dem Wert N bzw. von dem Winkel $\Delta\phi$ den die Strahlenquelle auf dem Kreisbogen von S_1 bis S_2 durchläuft. Wie zuvor ausgeführt, hängen der Winkel $\Delta\phi$ bzw. die Zahl N von dem Abstand des jeweiligen Voxels von der Rotationsachse 14 ab.

Im Schritt 112 erfolgt dann eine Rückprojektion, wobei die Meßwerte der über den Bestrahlungswinkelbereich von 180° verteilten Strahlen mit dem Vergrößerungsfaktor multipliziert werden, der von dem Abstand zwischen der zu diesem Strahl gehörenden Strahlenquellenposition und dem Voxel abhängig ist. Die vom Bestrahlungswinkel ϕ unabhängige Gewichtung und die Multiplikation mit dem vom Bestrahlungswinkel ϕ abhängigen Vergrößerungsfaktor, können auch in einem einzigen Schritt durchgeführt werden.

Wenn das zu rekonstruierende Voxel innerhalb des Teilvolumens V_2 (aber außerhalb des Teilvolumens V_1) liegt, wie z. B. das Voxel P'_2 in Fig. 2A, sind die Verhältnisse etwas anders als bei einem Voxel auf der Seitenfläche und am Rand des Untersuchungsbereiches 13 (wie etwa P_2). Dies ist anhand von Fig. 4 erläutert, die in einer zu Fig. 2B analogen Darstellung die Verhältnisse für das Voxel P'_2 (vgl. Fig. 2A) zeigt. Es ist wiederum die Winkelposition ϕ_s dargestellt, und mit S_1 und S_2 sind die dazu symmetrischen Strahlenquellenpositionen dargestellt, aus denen die Strahlen zum Voxel P'_2 (genauer: deren Projektionen auf die x, y -Ebene) um genau 180° gegeneinander versetzt sind. Fig. 4 zeigt, daß es jenseits dieser Strahlenquellenpositionen noch weitere Positionen in dem dick ausgezogenen Bereich gibt, aus denen das Voxel P'_2 bestrahlt wird. In diesem Fall gibt es für die Schritte 110 und 111 folgende Möglichkeiten:

- a) aus dem gesamten zur Verfügung stehenden Bestrahlungswinkelbereich $\phi_1 - \phi_0$ wird ein Bereich herausgeschnitten, der genau 180° entspricht, z. B. ein zu

der Symmetrieposition ϕ_s symmetrischer Bereich, der durch die Strahlenquellenposition S_1 und S_2 bzw. (vgl. Fig. 5a) durch ϕ_1 und ϕ_2 gekennzeichnet ist. Der herausgeschnittene Bereich muß aber nicht symmetrisch zu ϕ_s sein. Der Gewichtungsfaktor w_0 mit dem alle Meßwerte in gleicher Weise gewichtet werden, ist dabei wiederum dem Wert $1/N$ proportional.

b) eine zweite Möglichkeit besteht darin, auch die Strahlen mit einem Bestrahlungswinkel außerhalb des Bereichs ϕ_1 und ϕ_2 heranzuziehen und diese Strahlen und einen entsprechenden Teil der innerhalb von ϕ_1 und ϕ_2 befindlichen Strahlrichtungen so zu gewichten, daß die Strahlen durch das Voxel P'_2 , deren Projektionen in die x, y -Ebene in einander exakt entgegengesetzte Richtungen verlaufen, zusammen das gleiche Gewicht erhalten, wie z. B. der durch den Strahlungswinkel ϕ_s gekennzeichnete Einzelstrahl, zu dem es kein (um 180° versetztes) Gegenstück gibt. Da die äußeren Strahlen dabei also mit einem geringeren Gewicht eingehen als die Strahlen in der Mitte, ist diese Rekonstruktion einer Rekonstruktion mit einem Rekonstruktionswinkelbereich von 180° (Fig. 5a) äquivalent.

Nachdem auf diese Weise die Absorption für alle Voxel, die in dem FOV sowie in den Teilvolumina V_1 und V_2 liegen, ermittelt ist, ist das hybride Rekonstruktionsverfahren beendet.

Anstelle des Feldkamp-Algorithmus kann auch ein anderer Rekonstruktionsalgorithmus zur Rekonstruktion der Absorption der Voxel in dem Teilvolumen V_1 verwendet werden. Ebenso kann die Absorptionsverteilung in dem Teilvolumen V_2 mit einem anderen Rekonstruktionsalgorithmus rekonstruiert werden, der die Rekonstruktion aus einem Bestrahlungswinkelbereich von weniger als 360° gestattet.

Wie die Fig. 2A zeigt, ist die durch die Teilvolumina $V_1 + V_2$ definierte Scheibe, innerhalb der die Rekonstruktionsverteilung rekonstruiert werden kann, deutlich breiter als die Scheibe V_0 , in der die Absorptionsverteilung rekonstruiert werden kann, wenn man sich auf den Feldkamp-Algorithmus allein beschränkt. Wenn ein FOV mit einem kleineren Durchmesser als der Untersuchungsbereich 13 vorgegeben wird, kann die Scheibe $V_1 + V_2$ sogar noch dicker sein. Es läßt nämlich zeigen, daß alle Punkte innerhalb des Untersuchungsbereiches mit einem Bestrahlungswinkelbereich $\Delta\phi = 180^\circ$ auf einer konvexen und bezüglich der Rotationsachse 14 rotationssymmetrischen Fläche F liegen. Diese in Fig. 2a gestrichelt angedeutete Flächen F tangieren die Spitzen des Konus. Jede Scheibe innerhalb der Flächen, aber auch das durch die Flächen F begrenzte Volumen selbst, läßt sich vollständig rekonstruieren. Dabei werden die Voxel zwischen den Flächen F und dem durch das Teilvolumen V_1 definierten Kegel dem Teilvolumen V_2 und die Voxel innerhalb des Kegels dem Teilvolumen V_1 zugeordnet.

Trotzdem kann aber auch das durch die Flächen F definierte Gesamtvolumen für manchen Anwendungsfall nicht ausreichend sein. In diesem Fall kann der Untersuchungsbereich auf zwei in Richtung der Rotationsachse gegeneinander versetzten Kreisen abgetastet werden. Dies ist in Fig. 6 dargestellt, wobei mit S_a und S'_a zwei um 180° auf dem einen Kreis und mit S_b und S'_b zwei auf dem anderen Kreis um 180° versetzte Strahlenquellenpositionen angedeutet sind. Die Detektoreinheiten sind aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht dargestellt, jedoch die resultierenden Teilvolumen V_1 und V_2 . Die Rekonstruktion für die Teilvolumina V_1 und V_2 kann wiederum so erfolgen wie in Verbindung mit Fig. 3 beschrieben.

In der Mitte zwischen den Kreisbahnen befindet sich ein ebenes, scheibenförmiges Teilvolumen V_3 , das beiderseits

durch die zu dem Teilvolumen V_2 gehörenden Seitenflächen (Fig. 2A) begrenzt wird. Zumindest die am äußeren Rand des Untersuchungsbereiches in dem Teilvolumen befindlichen Voxel haben einen Bestrahlungswinkelbereich von weniger als 180° .

Die Zuordnung zu den Teilvolumina V_2 oder V_1 erfolgt dabei wiederum in Abhängigkeit vom Bestrahlungswinkelbereich $\Delta\phi$. Die Zuordnung zu dem Teilvolumen V_3 hingegen erfolgt in Abhängigkeit von der Lage, d. h. von der z-Koordinate eines Voxels.

Die Rekonstruktion der Absorptionsverteilung in dem Volumen V_3 erfolgt zweckmäßigerweise mit einem ART-Verfahren. ART-Verfahren sind iterative Verfahren, bei denen zunächst den zu rekonstruierenden Voxeln ein geeigneter Absorptionswert zugeordnet wird, wonach die Absorptionswerte von auf demselben Strahl liegenden Voxeln akkumuliert werden und mit dem für diesen Strahl akquirierten Meßwert verglichen werden. Die Differenz wird auf geeignete Weise auf die auf diesem Strahl liegenden Voxel verteilt. Nachdem auf diese Weise die Absorptionsverteilung in allen Voxeln des zu rekonstruierenden Volumens korrigiert worden ist, wird der beschriebene Vergleich mit den akquirierten Meßdaten wiederholt usw. Das ART-Verfahren gestattet näherungsweise die Rekonstruktion der Absorption auch in den Voxeln mit einem Bestrahlungswinkelbereich $\Delta\phi < 180^\circ$.

Die Erfindung ist nicht nur bei solchen CT-Verfahren anwendbar, bei denen eine kreisförmige Relativbewegung stattfindet, sondern auch bei solchen CT-Verfahren, bei denen in Folge eines Vorschubs in z-Richtung eine helixförmige Relativbewegung zwischen Untersuchungsbereich, Strahlenquelle bzw. Detektor erfolgt.

Im Prinzip ist es bei einer helixförmigen Abtastbewegung gleichgültig, ob die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 oder der Untersuchungsbereich (bzw. das darin befindliche Objekt) die Rotations- bzw. Vorschubbewegung ausführen, wesentlich ist allein die Relativbewegung. Deshalb ist in Fig. 7 angenommen, daß sich die Strahlenquelle S (und die mit ihr über die Gantry 1 verbundene, in Fig. 7 nicht dargestellte Detektoreinheit 16) auf der helixförmigen Bahn 17 nach oben bewegen, während der Untersuchungsbereich 13, ebenso wie das darin befindliche Objekt – in Fig. 7 nicht dargestellt – ruht.

Bei einem in der nicht vorveröffentlichten deutschen Patentanmeldung 198 25 296.4 (= PHD 98-086) beschriebenen Verfahren dieser Art sind die Abmessungen der Detektoreinheit, das von der Strahlenquelle 4 emittierte Strahlenbündel, die Vorschubgeschwindigkeit und die Rotationsgeschwindigkeit so aufeinander abgestimmt, daß von der Detektoreinheit gerade die Strahlen erfaßt werden, die mit den Windungen H_0 und H_3 der Helix 17 zusammenfallen. Weil sich dazwischen noch die beiden Helixwindungen H_1 und H_2 befinden, haben diese voneinander einen Abstand von dem dreifachen (allgemein dem $(2n+1)$ -fachen) des Abstandes zweier benachbarter Helixwindungen.

Es läßt sich zeigen, daß in diesem Fall alle Voxel, die nach dem Beginn der Abtastung des Untersuchungsbereichs in das Strahlenbündel eintreten und es vor dem Ende der Abtastung verlassen, von der Strahlenquelle unter einem Winkel von exakt 3π (allgemein $(2n+1)\pi$) bestrahlt worden sind, wodurch eine sehr einfache Rekonstruktion mit sehr guter Bildqualität möglich wird.

Für die Voxel, die sich bei Beginn der Abtastbewegung schon in dem Strahlenbündel 4 befinden, und die Voxel, die sich am Ende der Abtastbewegung noch darin befinden, gilt dies nicht. Für sie ist der Bestrahlungswinkelbereich kleiner, so daß sie sich mit dem in dem genannten Dokument beschriebenen Verfahren nicht rekonstruieren lassen.

Auch hier ist jedoch wiederum eine hybride Rekonstruktion möglich, indem man alle Voxel, die sich am Beginn und am Ende der helixförmigen Relativbewegung außerhalb des Strahlenbündels befinden, einem ersten Teilvolumen zuordnet, dessen Absorptionsverteilung man mit dem in dem genannten Dokument beschriebenen Rekonstruktionsalgorithmus rekonstruiert. Ein Teil der zu Beginn der Bestrahlung im Strahlengang befindlichen Voxel, nämlich die Voxel, die von der Strahlenquelle zwischen die Windungen H_1 und H_2 projiziert werden, wird aus einem Winkelbereich von mehr als 180° bestrahlt. Dieser kann daher rekonstruiert werden, wenn man die Voxel in diesem Teil einem zweiten Teilvolumen zuordnet und die Absorptionsverteilung darin mit einem aus der PCT/SE 98/000029 bekannten Verfahren rekonstruiert, wobei man zur Rekonstruktion jeweils nur die Strahlen für einen Winkelbereich von exakt 180° heranzieht.

Die Voxel, die zu Beginn der Bestrahlung auf den Bereich zwischen den Helixwindungen H_0 und H_1 projiziert werden, werden aus einem Bereich von mehr als 2π (aber weniger als 3π) bestrahlt. Diese kann man einem dritten Teilvolumen zuordnen, dessen Absorptionsverteilung man rekonstruiert in dem man für jedes Voxel darin Strahlen aus einem Abtastwinkelbereich von 360° heranzieht.

Patentansprüche

1. Computertomographie-Verfahren mit den Schritten
 - Erzeugen eines kegelförmigen, einen Untersuchungsbereich (13) bzw. ein darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenbündels (4),
 - Erzeugung einer Rotation um eine Rotationsachse (14) umfassenden Relativbewegung zwischen dem Strahlenbündel und dem Untersuchungsbereich bzw. dem Objekt
 - Akquisition von Meßdaten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel jenseits des Untersuchungsbereiches abhängen während der Relativbewegung,
 - Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption innerhalb des Untersuchungsbereiches (13) aus den von der Detektoreinheit (16) akquirierten Meßdaten

gekennzeichnet durch folgende Schritte zur Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption:

- a) Definition von mindestens einem ersten und einem zweiten Teilvolumen (V_1 ; V_2 innerhalb des vom Strahlenbündel durchsetzten Gesamtvolumens,
 - b) Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption innerhalb des ersten Teilvolumens mittels eines ersten Rekonstruktionsalgorithmus
 - c) Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption innerhalb des zweiten Teilvolumens mittels eines zweiten, vom ersten abweichenden Rekonstruktionsalgorithmus
2. Computertomographie Verfahren nach Anspruch 1, wobei die Relativbewegung die Form eines Kreises um die Rotationsachse hat, gekennzeichnet durch folgende Schritte:
 - a) Zuordnung von Voxeln mit einem Bestrahlungswinkelbereich von 360° zu dem ersten Teilvolumen;
 - b) Zuordnung von Voxeln mit einem Bestrahlungswinkelbereich von mindestens 180° aber weniger als 360° zu dem zweiten Teilvolumen,
 - c) Rekonstruktion der Absorption der Voxel in dem ersten Teilvolumen mit einem Rekonstruktionswinkelbereich von 360° ,

- d) Rekonstruktion der Absorption der Voxel entsprechend einem Rekonstruktionswinkelbereich von 180° in dem zweiten Teilvolumen.
3. Computertomographie Verfahren nach Anspruch 2 gekennzeichnet durch folgende Schritte: 5
- a) Definition der um 180° gegeneinander versetzten Randstrahlen des Rekonstruktionswinkelbereichs für jedes Voxel im zweiten Teilvolumen
 - b) Nichtberücksichtigung der Beiträge der außerhalb des so definierten Rekonstruktionswinkelbereichs durch das betreffende Voxel verlaufenden Strahlen 10
4. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 2 gekennzeichnet durch folgende Schritte:
- a) Gewichtung der Beiträge von Strahlen-Paaren, die mit um 180° gegeneinander versetzten Richtungen durch ein Voxel im zweiten Teilvolumen verlaufen, derart daß ihr Gesamtgewicht so groß ist wie das eines Einzelstrahls 15
 - b) Summierung aller – ggf. gewichteten – Beiträge von Strahlen, die durch das betreffende Voxel verlaufen 20
 - c) Wiederholung der Schritte a) und b) für andere Voxel im zweiten Teilvolumen
5. Computertomographie Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Untersuchungsbereich auf zwei gegeneinander in Richtung der Rotationsachse versetzten Kreisen abgetastet wird, gekennzeichnet durch folgende Schritte:
- a) Zuordnung von Voxeln außerhalb eines ebenen, die Rotationsachse senkrecht schneidenden Zwischenbereiches mit einem Bestrahlungswinkelbereich von 360° zu einem ersten Teilvolumen, 30
 - b) Zuordnung von außerhalb des Zwischenbereiches befindlichen Voxeln mit einem Bestrahlungswinkelbereich von mindestens 180° , aber weniger als 360° zu einem zweiten Teilvolumen, 35
 - c) Zuordnung von Voxeln innerhalb des Zwischenbereiches mit einem zu einem dritten Teilvolumen, 40
 - d) Rekonstruktion der Voxel innerhalb des dritten Teilvolumens mit einem ART-Verfahren.
6. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1, wobei die Relativbewegung in Form einer Helix (17) eine Rotation um eine Rotationsachse (14) und einen Vorschub in Richtung parallel zur Rotationsachse umfaßt und wobei sich für Voxel im Untersuchungsgebiet ein Bestrahlungswinkelbereich von genau $(2n+1)\pi$ ergibt gekennzeichnet durch folgende Schritte: 50
- a) Zuordnung von vom Strahlenbündel erfaßten Voxeln, die sich am Beginn und am Ende der helixförmigen Relativbewegung außerhalb des kegelförmigen Strahlenbündels befinden, zu einem ersten Teilvolumen, 55
 - b) Zuordnung von Voxeln, die sich am Beginn oder am Ende der helixförmigen Relativbewegung innerhalb des Strahlenbündels befinden, zu dem zweiten Teilvolumen,
 - c) Rekonstruktion der Absorptionsverteilung in den beiden Teilvolumina mit unterschiedlichen Rekonstruktionsalgorithmen. 60
7. Computertomograph zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1 mit
- einer Strahlenquelle (S) zur Emission eines kegelförmigen, einen Untersuchungsbereich (13) bzw. ein darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenbündels, 65

- eine mit der Strahlenquelle verbundene zweidimensionale Detektoreinheit (16) zur Akquisition von der Intensität in dem Strahlenbündel jenseits des Untersuchungsbereiches abhängigen Meßdaten,
 - einer Antriebsanordnung (2, 5) zur Erzeugung einer Rotation um eine Rotationsachse (14) umfassenden Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle (S) und der Detektoreinheit (16) einerseits und dem Untersuchungsbereich (13) bzw. dem Objekt andererseits,
 - und mit einer Rekonstruktionseinheit (10) zur Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption innerhalb des Untersuchungsbereiches (13) aus den von der Detektoreinheit (16) akquirierten Meßdaten
- gekennzeichnet durch folgende Schritte zur Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption:
- a) Definition von mindestens einem ersten und einem zweiten Teilvolumen innerhalb des vom Strahlenbündel durchsetzten Gesamtvolumens,
 - b) Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption innerhalb des ersten Teilvolumens mittels eines ersten Rekonstruktionsalgorithmus
 - c) Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Absorption innerhalb des zweiten Teilvolumens mittels eines zweiten, vom ersten abweichenden Rekonstruktionsalgorithmus.

Hierzu 6 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

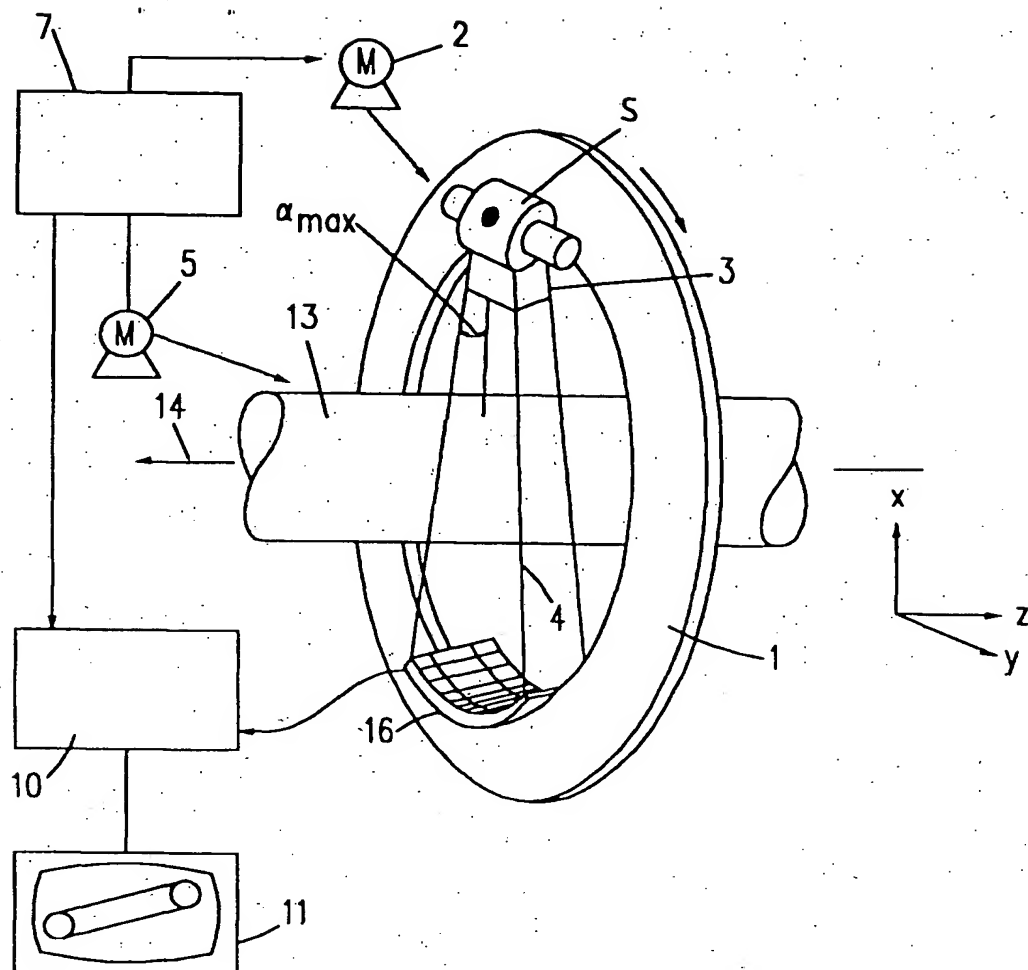


FIG.1

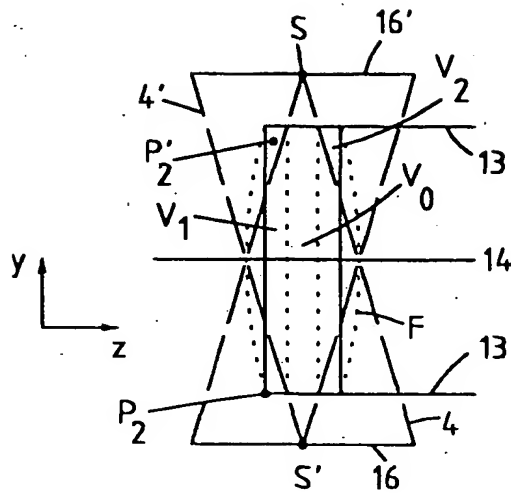


FIG. 2A

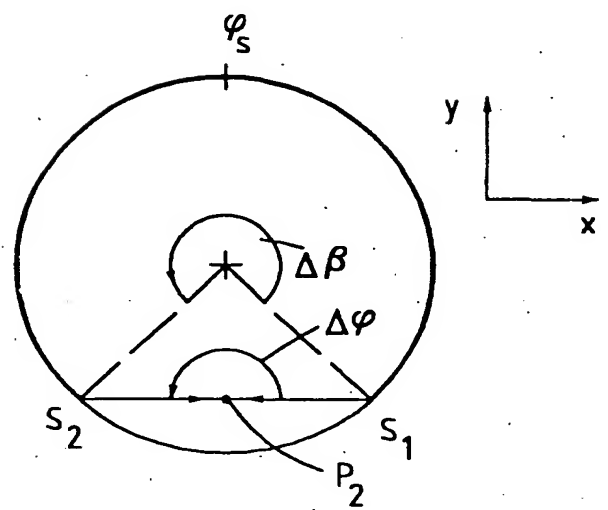


FIG. 2B

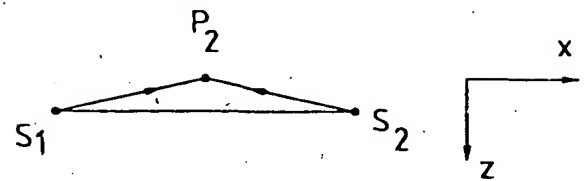


FIG. 2C

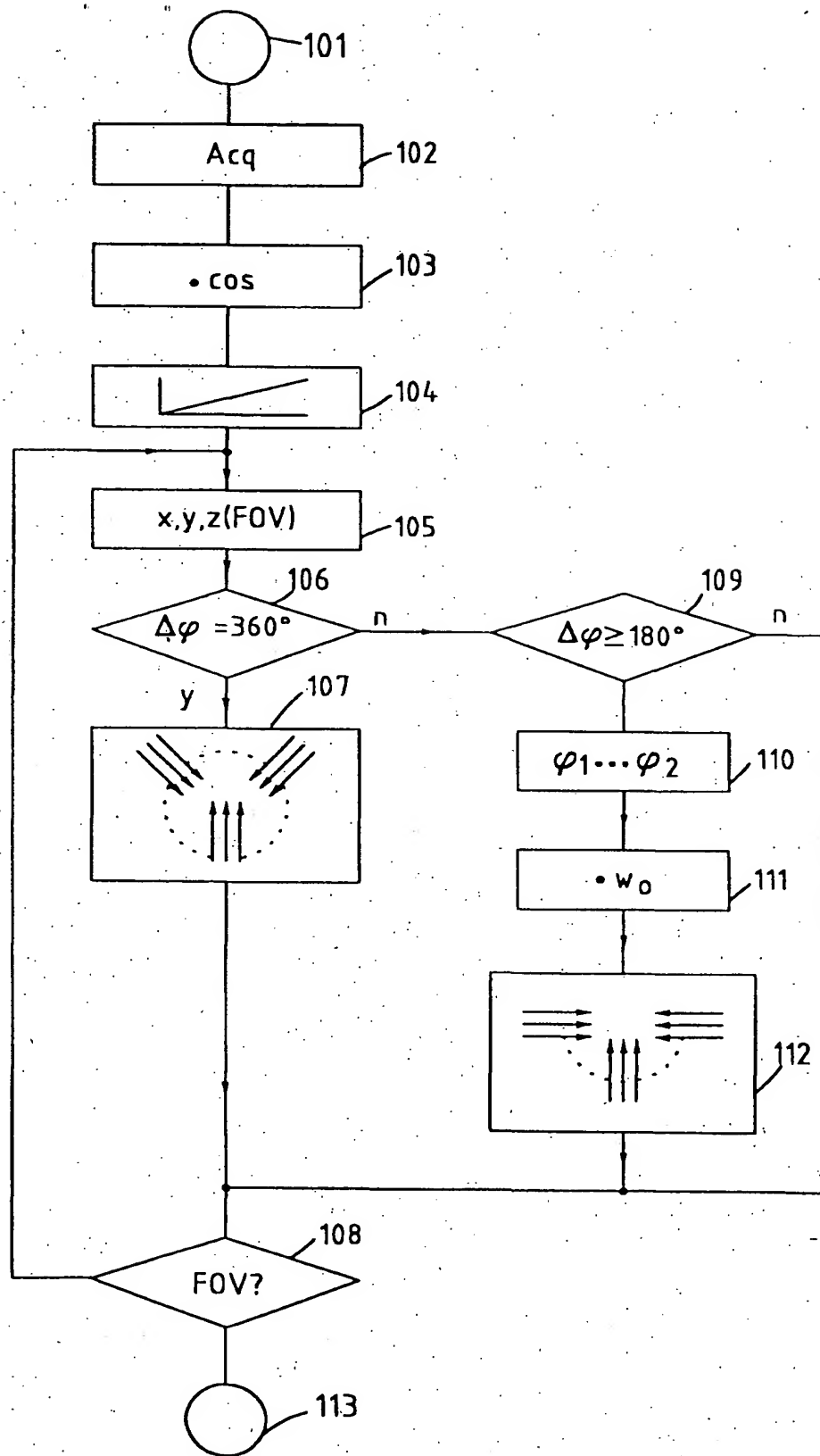


FIG.3

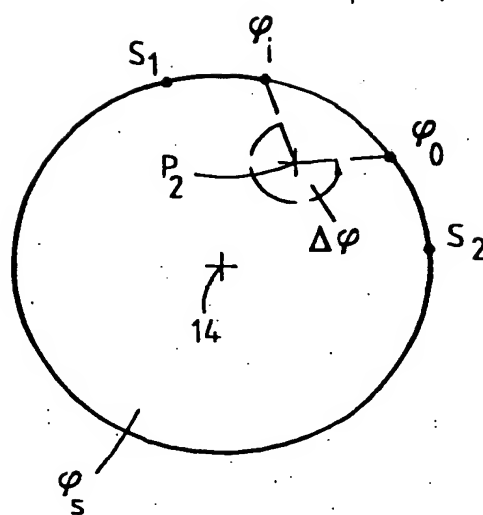


FIG. 4

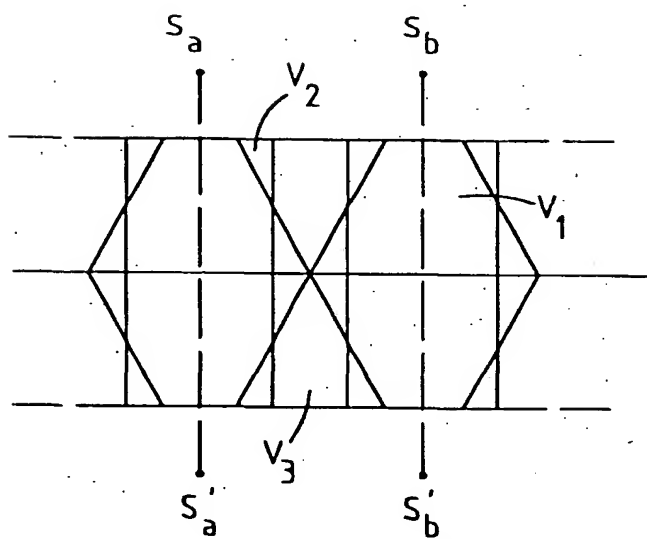


FIG. 6

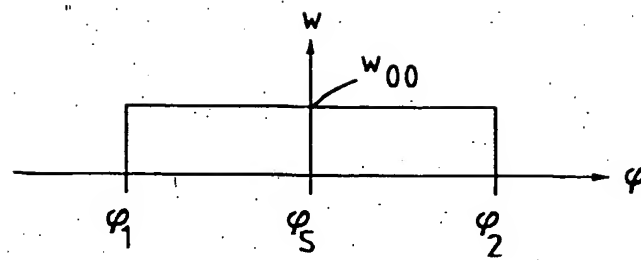


FIG.5A

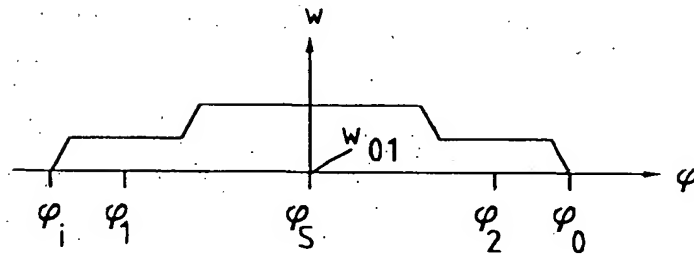


FIG.5B

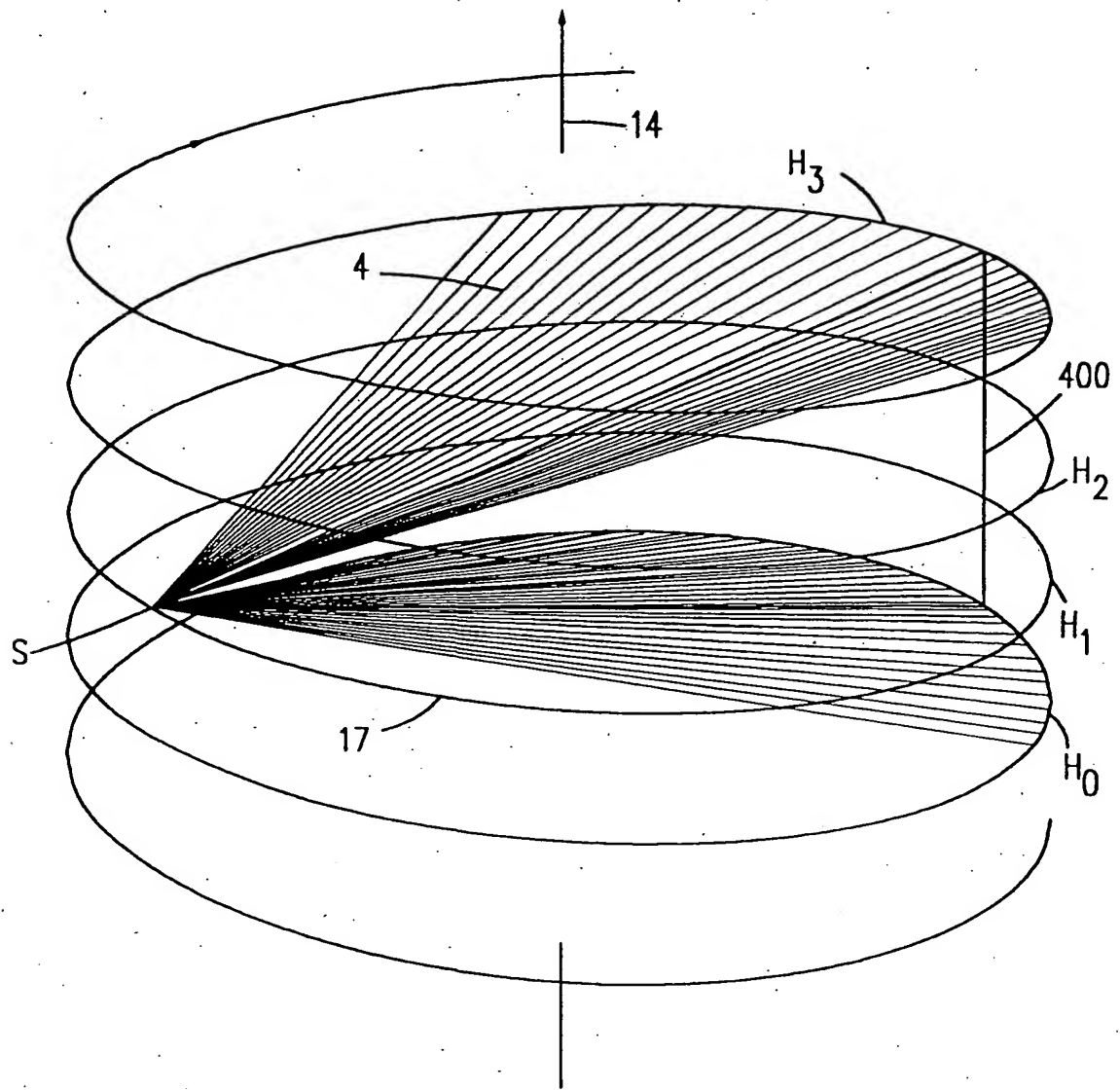


FIG. 7